

一 計算課題による精神的負荷時のパワースペクトルについて

本 多 薫

(文化システム専攻心理・情報領域担当)

1. はじめに

生体反応には、主に自律神経系の反応と中枢神経系の反応がある¹⁾。自律神経系の反応としては心拍数や血圧に代表される循環器系反応、手掌の発汗等の皮膚電気活動および瞳孔反応等があり、精神的・身体的な負担がかかると自律神経系の活動が活発になり、心拍数の上昇や血圧の変動などの現象が現れる。また、中枢神経系の反応としては自発脳波の波形変化や誘発電位の発生等がある。人間工学などの分野においては、生体反応を用いた生体負担の評価に心拍変動（心拍の R-R 間隔の変動）を取り上げ、その変動から自律神経活動を計測する試みが行われている^{2) 3)}。心拍変動に関する先行研究としては、1973 年に Sayers⁴⁾ が心拍変動のスペクトル解析を行い複数の変動成分が存在することを示した。その後、医学や生理学の分野でも検討がなされ、心拍変動には呼吸性洞性不整脈成分である高周波数成分（HF 成分：0.25Hz）と血圧の Mayer wave に関連した洞性不整脈である低周波数成分（LF 成分：0.1Hz）があり、HF 成分は副交感神経活動を示し、LF 成分は交感神経と副交感神経の両方の支配を受けているが、主に交感神経活動を示すことが明らかにされている^{5) 6) 7)}。

心拍変動解析は、心電図から R 波と R 波の発生間隔の時間（以下、R-R 間隔という）を抽出し、R-R 間隔の変動から自律神経活動を捉えるものである。これまでの研究では、R-R 間隔を自己回帰モデルやフーリエ変換によるパワースペクトル解析を行い周波数と振幅（パワー）を抽出する方法が用いられることが多かった。しかし、人間の自律神経の活動は時々刻々変化しており、

それに呼応して R-R 間隔が非定常に変動するため、従来の解析方法では時間的な変化を捉えることは難しい。そのため、自律神経活動の時間的な変化を捉えるために短時間フーリエ変換によるパワースペクトル解析などの導入が試みられているが、スペクトルが時間と共に大きく変化する場合には、時間軸での局所性が悪くなることが知られており⁸⁾、急激に信号が変化する非定常信号を解析することには限界があった。このような非定常信号である時系列の時間一周波数解析手法にウェーブレット変換（wavelet transform）があり、心拍変動解析にも応用されてきている^{9) 10) 11)}。精神的・身体的な負担がかかると R-R 間隔が変動する。特に運動などによる身体的な負荷がかかると、運動中枢の興奮による自律神経活動より R-R 間隔が大きく変動する¹²⁾が、それに比較して精神的な負荷では R-R 間隔の変動は小さく、数秒の短時間で変化した場合には自律神経活動を捉えることが難しいと思われる。しかし、これまでのウェーブレット変換を用いた心拍変動解析の研究では、精神的な負荷が与えられた場合の自律神経活動を秒単位で捉えることができるのかは明確に示されていない。

そこで、本研究では計算課題による精神的負荷時の R-R 間隔を測定する。その R-R 間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行い、計算課題開始時の R-R 間隔が変化した場合のパワースペクトルから自律神経活動を捉えることができるのかを検討する。

2. ウェーブレット変換による心拍変動解析

心拍の時系列データ（R-R 間隔）は非定常な信号であり、これまでのフーリエ変換を用いた解

析では、時間軸に沿ったある対象区間の平均としてのスペクトルが得られるため、時間的情報が失われる。そのため、短時間フーリエ変換などが提案されているが、周波数分解能の低下などの問題点があり、この欠点を補う手法にウェーブレット変換がある¹³⁾。ウェーブレット変換による時系列データの解析は、フーリエ変換を用いる解析に比べると周波数特性が時間の関数として与えられることになり、時間軸、周波数軸、パワー強度の3次元情報として得られる利点があるため、非定常な生体信号の時間的変化を解析するのに有効な手法であると考えられる。

本研究における心拍変動の解析は、R-R 間隔のデータに対してウェーブレット変換（基底関数：ガボール）によるパワースペクトル解析を行い、0.05～0.15Hz 付近に中心周波数をもつ低周波数成分（LF）と 0.20～0.40Hz 付近に中心周波数をもつ高周波数成分（HF）を抽出した。0.1Hz の周期を含む LF 成分は血圧変動に関連したものであり、交感・副交感神経活動の反映を示し、0.25Hz の周期を含む HF 成分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている^{4) 5) 14)}。よって、0.05Hz 以下を除く 0.05Hz～0.15Hz のパワーの総和を LF 成分、

0.15Hz 以上～0.475Hz のパワーの総和を HF 成分とした。

生体に精神的または身体的な負荷がかかると、交感神経活動が活発になり、副交感神経活動が抑制されることは多くの研究から明らかとなっている^{15) 16)}。そのため、心拍変動の解析では、LF 成分と HF 成分の比率から交感神経活動と副交感神経活動のバランスを分析することが一般的である。LF/HF の増加は交感神経活動と副交感神経活動とのバランスが交感神経側に傾いていることを示し、LF/HF の低下はその逆を示すと考えられている¹⁵⁾。また、ウェーブレット変換による R-R 間隔のパワースペクトル解析により、LF/HF を秒単位で抽出し、自律神経活動を評価している研究もある¹⁷⁾。よって、本研究では R-R 間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行い、LF/HF を秒単位で抽出することとした。なお、本研究では R-R 間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行い、秒単位で各周波数のパワーを出力することができる心拍変動解析システムを開発した。

本研究で開発したウェーブレット変換による心拍変動解析システムが、入力信号を的確に処理できているのかを確認するために、心拍変動のスペ

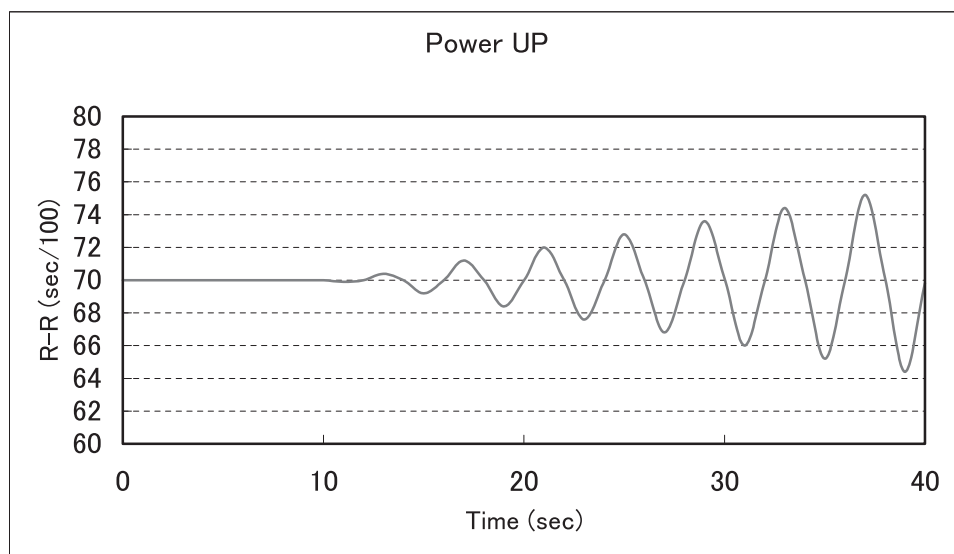


図1 入力信号（疑似データ）

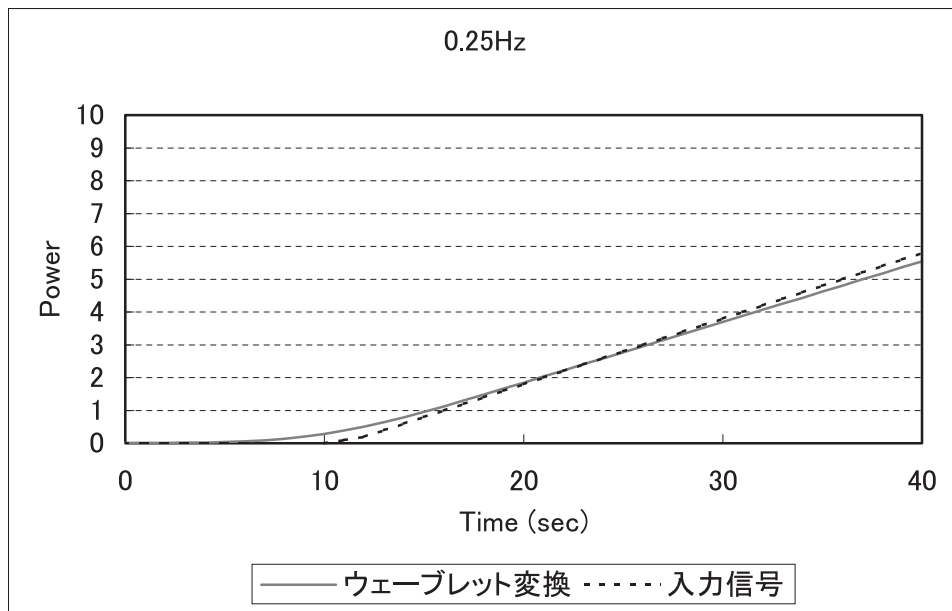


図2 入力信号（疑似データ）とウェーブレット変換の結果

クトル成分⁵⁾を考慮し、1秒間隔で振幅が0.2ずつ増加する疑似データ（R-R間隔が70 sec/100で0.25Hzの変動成分を含む信号）を用いて検討を行った。図1に入力信号（疑似データ）の波形を示す。0秒から10秒まではR-R間隔が70 sec/100で振幅が一定であり、11秒から1秒間隔で振幅が0.2ずつ増加する入力信号とした。図2に疑似データとウェーブレット変換の結果を示す。疑似データのウェーブレット変換後のパワーと時間との関係を見ると、ウェーブレット変換の出力では、7秒過ぎから信号の立ち上がりが見られるが、その後は時間の経過とともにパワーが直線的に増加していることが確認できる。疑似データと1秒間隔で出力されたウェーブレット変換の周波数、パワーの誤差を算出したところ、周波数では3.64%、パワーでは4.68%以下であった。時間の経過とともにパワーが直線的に増加していることから、開発したウェーブレット変換による心拍変動解析システムは、周波数とパワーの変化を的確に処理していることが確認できる。

3. 実験内容

3.1 被験者およびR-R間隔の測定

被験者は20歳から27歳の健康な男性3名である。実験前に循環機能が過去および現在において正常であることを確認した。また、カフェインやニコチン等が心拍に影響を与えていると言われていた¹²⁾ことから、実験開始前に食事、喫煙をしないように指示した。実験では暗算による計算作業を取り上げ、計算課題による精神的負荷時のR-R間隔を測定した。R-R間隔の測定は、心拍測定装置（T.K.K.1876a、竹井機器工業）を使用し、2個の正電極を被験者の胸部に装着し、もう一方の負電極を下肋骨に装着する3電極のCM₅誘導法を用いた。また、実験中のコンピュータ・ディスプレイをデジタルビデオカメラで撮影し、心拍測定装置のカテゴリの切り換え信号をトリガーとして、心拍のR-R間隔とビデオ映像（計算課題の提示）を同期させた。

3.2 実験方法

被験者に心拍測定装置を装着し、図3に示すように椅子に座り楽な姿勢を取らせた。実験内容を



図3 実験風景

被験者に説明した後、5分間の座位安静を取った。その後、5分が経過した時点で被験者が落ち着いていることを確認し、実験を開始した。実験中は座位の姿勢を維持させ、動かないように指示した。被験者に緊張などを与えないように、実験開始と同時に実験者は実験室から退室し、ドアを閉め実験室内は被験者のみとした。また、ディスプレイの画面に照明器具からの光線が直接当たらないように調整し、窓のブラインドを閉めた。なお、室温は $22 \pm 1^\circ\text{C}$ 、湿度 $45 \pm 1\%$ 、照度はキーボード上の中心位置で $610 \pm 5\text{ lx}$ であった。

3.3 計算課題と提示方法

これまでの精神的負荷が生体に与える影響に関する研究では、精神作業として計算作業^{18) 19)}、記憶作業²⁰⁾、探索作業²¹⁾などを課題として取り上げている。この中でも、計算作業を課題として取り上げているものが多い。よって本研究では、精神的負荷として計算作業を取り上げ、計算課題は2桁×1桁のかけ算とした。計算課題の解答を筆記やキーボード入力などで行わせた場合には、動作に伴う身体的な負荷がかかることが考えられるため、暗算で行わせ、解答は口頭とした。なお、被験者の解答は、デジタルビデオカメラに音声として記録した。パーソナル・コンピュータ (DELL Vostro 1400) の14.1インチTFT液晶14.1インチワイドスクリーンのディスプレイ上に計算問題

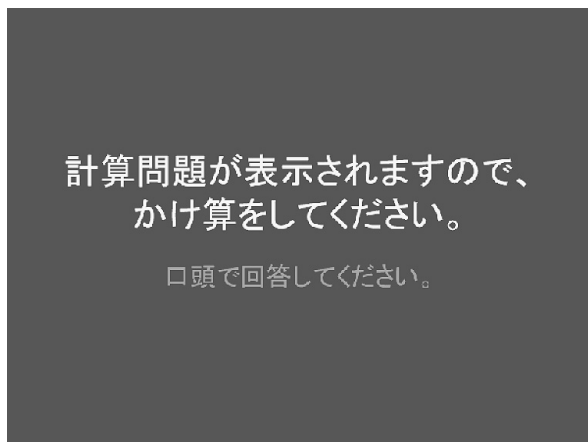
を提示した。図4に示すように最初に画面1を10秒間提示し、続いて画面2のマスキング画面(白色)を60秒間提示した。そして、画面3の計算課題を10秒間提示した。続けて画面4、画面5、画面6の順番で画面を自動で切り換えて提示させた。計算課題の画面3と画面5ともに、文字は白色、背景は青色とした。なお、ディスプレイ上の輝度は、白色部分で 194 cd/m^2 、青色部分で 78 cd/m^2 であった。

4. 実験結果

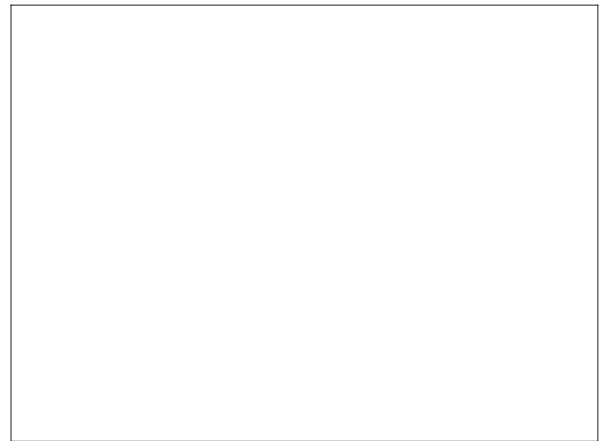
4.1 心拍のR-R間隔について

図5に計算課題を提示した前後の全被験者のR-R間隔の測定結果を示す。図5のグラフ内の↓印の位置が計算課題を提示した時点を示している。グラフ内の記号①が最初のマスキング画面、記号②が計算課題提示(1回目)からマスキング画面、記号③が計算課題提示(2回目)からマスキング画面を示している。なお、心拍測定装置のカテゴリの切り換え信号のトリガーを基準(0秒)にしているため、被験者により横軸の目盛り範囲および計算問題を提示した時点が異なっている。

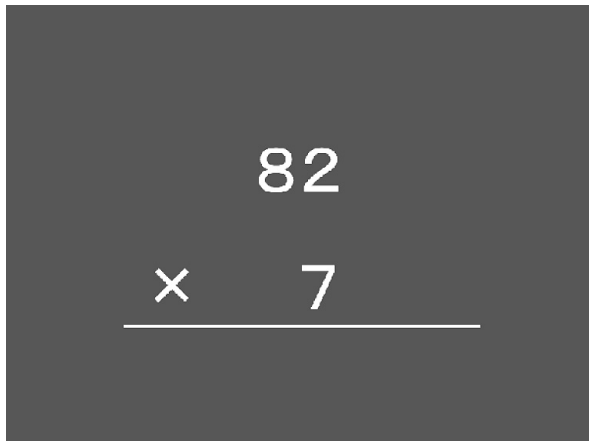
被験者Aでは、最初のマスキング画面(①)のR-R間隔は、計算課題を提示する直前では $100\text{ sec}/100$ 前後で変動している。しかし、計算課題(1回目)が提示された直後(②)にR-R間隔が急激に短くなり $80\text{ sec}/100$ 前後となっている。また、2回目の計算課題の提示された直後(③)はR-R間隔が増加した後、直ぐに $80\text{ sec}/100$ 前後まで短くなっている。次に被験者Bでは、最初のマスキング画面(①)のR-R間隔が $70\sim 85\text{ sec}/100$ 前後まで大きく変動している。しかし、計算課題(1回目)が提示された直後(②)にR-R間隔が $95\text{ sec}/100$ 前後に長くなり、直ぐに $85\text{ sec}/100$ 前後に低下している。また、2回目の計算課題の提示された直後(③)はR-R間隔が $87\text{ sec}/100$ 前後まで長くなってから $70\text{ sec}/100$ 近くまで短くなっている。最後に被験者Cでは、最初のマスキング画面(①)



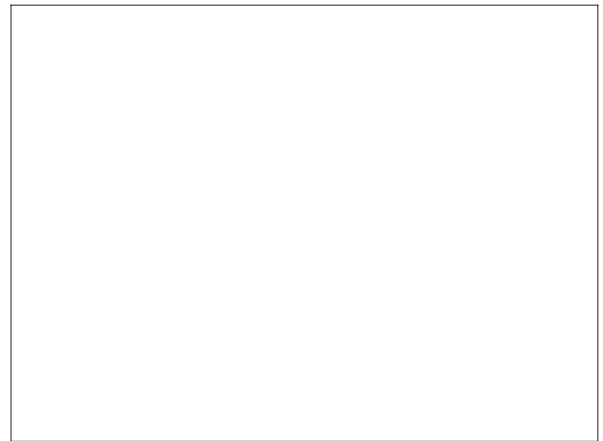
画面1 スタート (10 秒間)



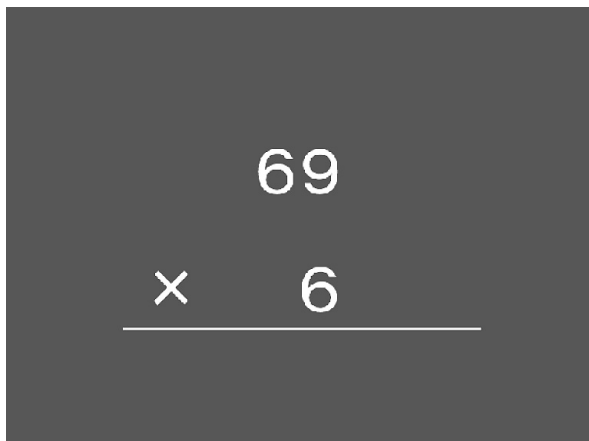
画面2 マスキング画面 (60 秒間)



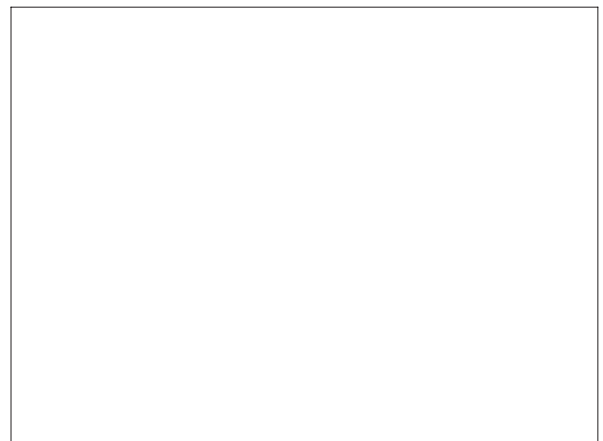
画面3 計算課題 1回目 (10 秒間)



画面4 マスキング画面 (60 秒間)



画面5 計算課題 2回目 (10 秒間)



画面6 マスキング画面 (60 秒間)

図4 実験画面と提示順序

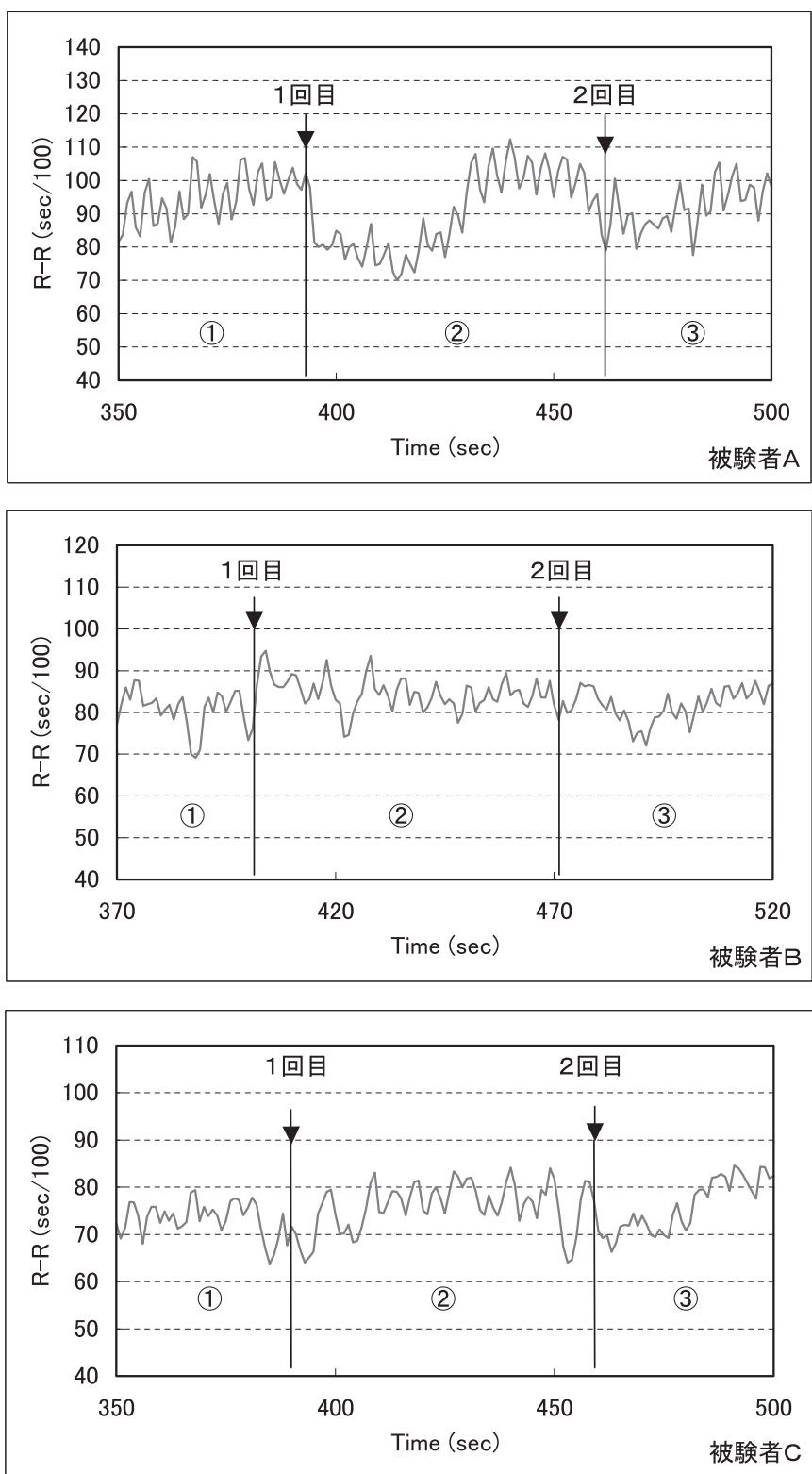


図5 計算課題提示前後のR-R間隔の変化

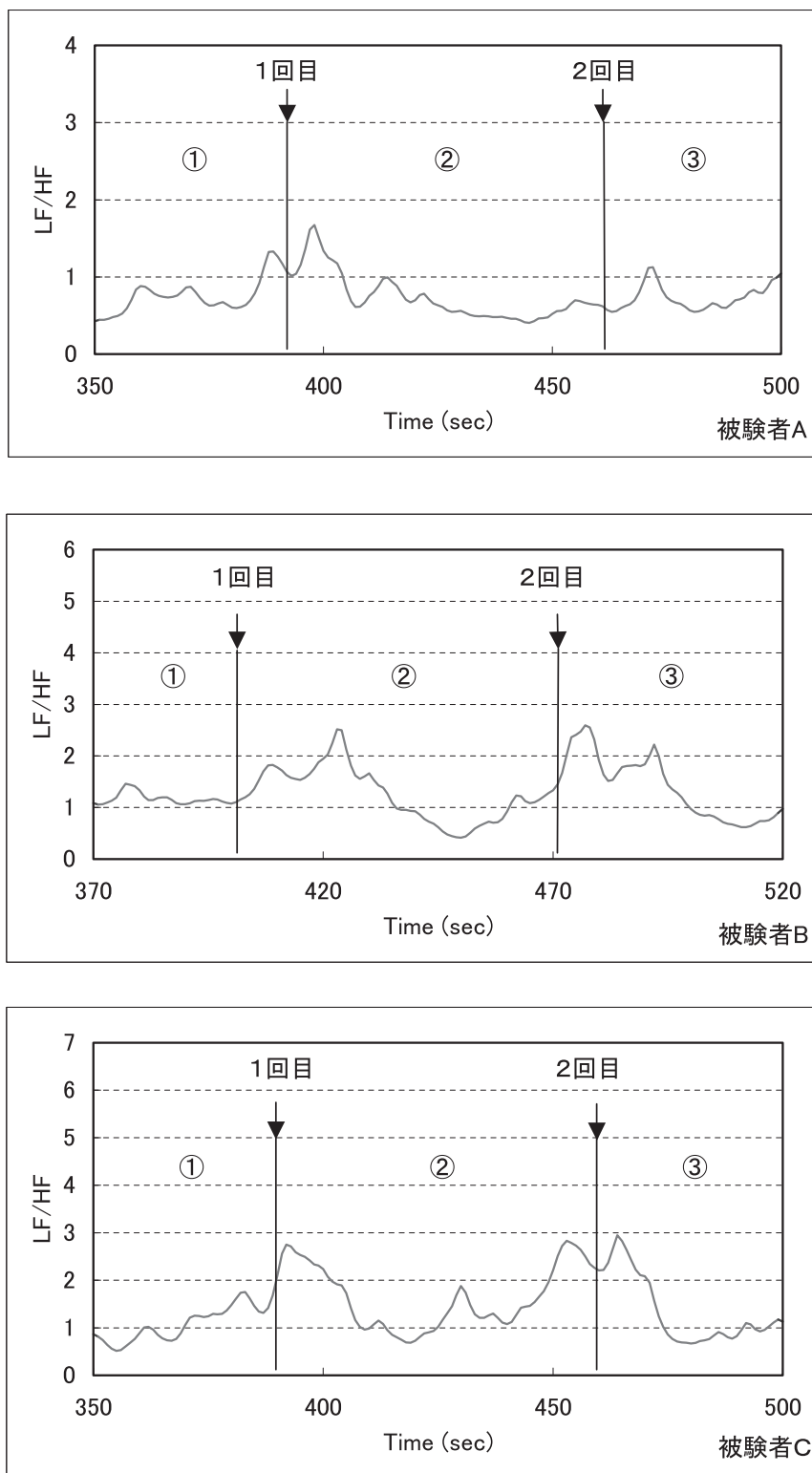


図6 計算課題提示前後の心拍変動 (LF/HF) の変化

での問題課題の提示直前では、R-R 間隔が 63~80 sec/100 の範囲で変動しているが、計算課題（1 回目）が提示された直後（②）に R-R 間隔が 64 sec/100 前後に短くなっている。また、2 回目では、計算課題の提示された直後（③）は R-R 間隔が 67 sec/100 前後まで短くなっている。

以上、3 名の被験者における R-R 間隔の変化を見てきたが、計算課題が提示された直後の R-R 間隔の変化には、2 つのパターンが見られる。1 つ目のパターンは、計算課題が提示された直後に、R-R 間隔が短くなる（低下する）、2 つ目のパターンは、計算課題が提示された直後に、R-R 間隔が長くなった後（増加する）、急激に R-R 間隔が短くなる（低下する）。また、被験者 A の 1 回目を除き、計算課題が提示された後の R-R 間隔の変化量は、10~15 sec/100 程度である。しかし、最初のマスキング画面（①）の R-R 間隔においても不規則な変動があり、計算課題が提示された直後の R-R 間隔は一定の傾向が見られるが、その変化量はそれほど大きなものではない。

4.2 心拍変動（LF/HF）について

図 6 に各被験者の R-R 間隔のデータをウェーブレット変換した後の LF/HF を示す。図 6 のグ

ラフでの ↓ 印の位置が計算課題を提示した時点を示している。グラフ内の記号①が最初のマスキング画面、記号②が計算課題提示（1 回目）からマスキング画面、記号③が計算課題提示（2 回目）からマスキング画面を示している。

被験者 A では、最初のマスキング画面（①）の LF/HF は 0.6~1.3 で変動しており、計算課題提示時点では 1.1 程度である。しかし、計算課題（1 回目）が提示された直後（②）に LF/HF が 1.7 程度まで急激に増加している。また、1 回目と同様に 2 回目の計算課題の提示された直後（③）も LF/HF の増加が見られる。次に被験者 B では、最初のマスキング画面（①）の LF/HF は 1.1~1.4 で変動している。しかし、計算課題（1 回目）が提示された直後（②）に LF/HF が 1.8 程度まで急激に増加している。また、1 回目と同様に 2 回目の計算課題の提示された直後（③）も LF/HF の増加が見られる。最後に被験者 C では、最初のマスキング画面（①）の LF/HF は 0.7~1.8 で変動している。しかし、計算課題（1 回目）が提示された直後（②）に LF/HF が 2.1 程度まで増加している。また、2 回目の計算課題の提示された直後（③）にも LF/HF の増加が見られる。しかし、2 回目の計算課題の提示された直前（②）にも LF/HF の増加が見られる。

表 1 計算課題提示による LF/HF の増加比

（1 回目）

被験者	計算課題提示開始時点	最初の最頂点	最頂点までの時間（秒）	増加比
A	1.069968	1.674648	6	1.57
B	1.101218	1.829533	8	1.66
C	2.089723	2.753423	2	1.32
平 均	—	—	—	1.51

（2 回目）

被験者	計算課題提示開始時点	最初の最頂点	最頂点までの時間（秒）	増加比
A	0.573320	1.126066	10	1.96
B	1.452448	2.596201	6	1.79
C	2.209083	2.947261	4	1.33
平 均	—	—	—	1.70

表 1 に全被験者の計算課題提示開始時点の LF/HF 値と計算課題提示した後の最初の最頂点での LF/HF 値を示す。表 1 より、計算課題提示開始時点からの LF/HF 値の増加比（最初の最頂点の LF/HF 値 ÷ 計算課題提示開始時点の LF/HF 値）は、1 回目で 1.32~1.66 倍、2 回目で 1.33~1.96 倍である。また、最初の最頂点までの時間は、2 秒~10 秒とばらつきが大きい、各被験者ともに 10 秒以内に LF/HF 値の最頂点が見られる。

以上から、計算課題が提示された直後に LF/HF が増加する。その増加比は、計算課題提示開始時点の LF/HF 値の 1.32 倍から 1.96 倍であった。また、各被験者ともに 10 秒以内に LF/HF 値の最頂点が見られる。

5. 考察

本研究では計算作業による精神的負荷を取り上げ、計算課題の提示開始前後の R-R 間隔を測定した。精神的負荷が生体に与えられると、心拍数が上昇することは多くの研究で報告されている^{1) 12)}。心臓の洞結節には交感神経と副交感神経（迷走神経）の自律神経が入り込んでおり、この二つの神経は相互に拮抗的に働き、交感神経は心臓の活動を高め、副交感神経は抑制的に作用することによって心臓の動きを調整している。計算作業という精神的負荷を与えると、感覚器（視覚）から末梢神経を経て、大脳皮質（中枢神経系）に伝わり処理が行われた後、自律機能の調節を行う視床下部に伝達され、さらに延髄血管運動中枢（心臓血管運動中枢）への刺激が与えられる。延髄血管運動中枢の外側には昇圧野（血管収縮中枢）、内側には降圧野（血管拡張中枢）があり、ここから発生する信号が心臓血管系支配の交感神経に興奮性および抑制性の刺激を与える。興奮性の刺激が増強されると心拍数の増加が起これと考えられる。これまでの研究からも、計算作業を行わせた場合には、心拍数の増加が認められると報告されている^{22) 23)}。今回の実験結果においても、計算課

題（暗算）が提示された直後の R-R 間隔の変化には、2 つのパターンが見られたが、全ての被験者において計算課題が提示された後に、R-R 間隔が短くなること（心拍数の上昇）が認められた。このことから、計算課題による精神的負荷が与えられたことにより、心臓血管系支配の交感神経が興奮したことにより、R-R 間隔が短くなった（心拍数の増加した）ものと推察される。

R-R 間隔の変化で計算課題が提示された直後に R-R 間隔が一度長くなった後に、短くなるパターンが見られた。人間は作業や動作開始時には、生体を緊張させ呼吸を一時的に止めることがある。また、止息によって心拍数が低下する（R-R 間隔が長くなる）と言われている²⁸⁾。計算課題が提示された直後に、生体が緊張することにより一時的に呼吸が止まり、R-R 間隔が長くなったものと推察されるが、さらに検討を要する。また、計算課題が提示された後の R-R 間隔の変化量は、10~15 sec/100 程度であった。座位姿勢の安静時においても、R-R 間隔 10 sec/100 前後変動し、ゆっくりと歩行を開始した場合では R-R 間隔 30 sec/100 以上増加する²⁴⁾。それと比較しても計算課題による精神的負荷時の R-R 間隔は、多くとも 15 sec/100 程度増加であり、変化量は小さい。そのため、精神的負荷時の R-R 間隔の変化を見た場合には、精神的負荷による R-R 間隔の変化であるのか、R-R 間隔の定常的な変動によるものなのかを判断できない場合もあると思われる。

今回の実験結果では、計算作業による精神的負荷を生体に与えると、全ての被験者において計算課題が提示された後に LF/HF の増加が認められた。これまでの研究により、LF 成分は血圧変動に関連したものであり、交感・副交感神経活動の反映を示し、HF 成分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている^{5) 14) 25)}。また、LF/HF の増加は交感神経系と副交感神経系とのバランスが交感神経側に傾いていることを示し、LF/HF の低下はその逆のこと

を示すと言われている¹⁵⁾。また、LF/HF が増加すれば、心理評定の「快—不快」の評点も低くなる（不快になる）²⁶⁾、時々刻々変化する交通環境による精神的負担の差違を測定できる²⁷⁾との報告もある。このことから、計算作業を行うことにより精神的負担が増加すると、交感神経活動が活発になり、副交感神経活動が抑制され、LF/HF が増加したものと考えられる。また、今回の実験結果では、計算課題が提示した後の LF/HF の増加量は、計算課題提示開始時点の LF/HF 値の 1.32 倍から 1.96 倍であり、10 秒以内に LF/HF 値の最頂点が見られた。これまでの研究によれば、不快音（ランダム発生音）の暴露時²⁹⁾では LF/HF (PSB：安静時からの LF/HF の増加比) が 1.3～2.8 倍、快適性を対象とした研究での温水入浴中³⁰⁾では LF/HF が 1.7 倍（170%）程度になると報告されている。

今回の研究では、ウェーブレット変換により 1 秒単位で LF 成分と HF 成分を抽出し、LF/HF を算出した。心拍変動のウェーブレット変換を用いた先行研究では、秒単位で LF/HF を算出することにより、姿勢変換のわずかな差異を捉えることができる¹⁷⁾、自律神経活動を数秒から数十秒の短時間の変化を評価できる³¹⁾との報告がある。従来のフーリエ変換によるパワースペクトル解析では、データの窓（切り出し区間）の平均パワーとして得られるために、急激に変化するパワーを捉えられない。しかし、今回のウェーブレット変換によるパワースペクトル解析では、計算課題が提示した直後から LF/HF の増加を捉えており、R-R 間隔の急激な変化時のパワーを適切に処理しているものと思われる。すなわち、今回の実験結果のような、精神的負荷時の心拍数（R-R 間隔）の変化量が小さく、かつ、計算課題を提示してから 10 秒以内に LF/HF 値の最頂点が見られるようなデータについては、従来のフーリエ変換によるパワースペクトル解析では的確に処理はできない。

以上より、これまでのフーリエ変換を用いたパ

ワースペクトル解析では時間的情報が失われるため、R-R 間隔の変化が小さく、かつ、急激に R-R 間隔が変化する心拍変動の時間的変化を解析することができなかった。しかし、R-R 間隔をウェーブレット変換し、HF 成分と LF 成分の変化を秒単位で抽出することにより、精神的負荷時の自律神経活動を捉えることができると考えられる。人間工学などの分野では、心拍変動解析から自律神経活動を捉え、精神的・身体的な負担（生体負担）を測定することが行われているが、ウェーブレット変換により秒単位の LF 成分と HF 成分を抽出し、LF/HF を算出することにより、時々刻々と変化する精神的な負担を測定できると考えられる。

6. まとめ

本研究では計算課題による精神的負荷を取り上げ、計算作業開始前後の R-R 間隔をウェーブレット変換によるパワースペクトル解析を行った。その結果、計算作業という精神的負荷を生体に与えると、全ての被験者において計算課題が提示された直後に LF/HF の増加が認められた。精神的負荷時による R-R 間隔が変化が小さい場合でも、ウェーブレット変換により HF 成分と LF 成分の変化を秒単位で抽出し、LF/HF を算出することにより、自律神経活動を捉えられることを示した。

今後も、被験者数を増やすなど実験データの蓄積を図るとともに、課題（作業）の種類やその難易度（精神的負荷強度）の違いなど、ウェーブレット変換を用いた心拍変動解析による検討を行い、精神的負担の評価に役立てたいと考えている。

参考文献

- 1) 真島英信：生理学 改訂第 17 版，文光堂，1978.
- 2) 村田厚生：心拍変動性指標によるメンタルワークロードの測定，人間工学，第 28 巻第 2 号，91-

98, 1992.

3) 西川向一, 平澤由美, 長町三生: 温熱環境が心拍変動に与える影響, 人間工学, 第33巻第2号, 105-112, 1997.

4) Sayers B. McA.: Analysis of heart rate variability, Ergonomics, Vol.16 No.1, 17-32, 1973.

5) 早野順一郎: 心拍変動の自己回帰スペクトル分析による自律神経機能の評価—RR 間隔変動係数(CV-RR)との比較, 自律神経, 第25巻第3号, 334-343, 1988.

6) 後藤貴文, 松浦弘毅, 村本健一郎: 心拍変動解析による自律神経機能の推定, 電子情報通信学会技術研究報告, MBE2002-76, 13-16, 2002.

7) 大塚邦明: 時間医学(chronome)とヤヌス(Janus) 医学—時間生物学とエコロジーの立場からみた心拍変動と血圧変動, メディカルレビュー社, 大阪, 1998.

8) 榎原進: ウェーブレットビギナーズガイド, 東京電機大学出版局, 東京, 1995.

9) 横山清子, 大見直史, 森本陽子, 水野康文, 高田和之: 心拍変動時系列のウェーブレット変換による車軸運転時生体負担評価, 電気学会論文誌, 第122-C巻第1号, 36-41, 2002.

10) 島津幹夫: 自律神経機能評価のためのウェーブレット変換による心拍変動の時間周波数解析, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 311-314, 1998.

11) 大谷和則, 木竜徹, 斉藤義明: 時間周波数解析による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出, 電子情報通信学会論文誌, D-II, J81-D-2(2), 429-436, 1998.

12) 山地啓司: 運動処方のための心拍数の科学, 大修館書店, 東京, 1981.

13) ヘルナンデス・ワイズ: ウェーブレット変換, 科学技術出版, 2000.

14) Pomerantz B., Macaulay R. J., Caudill M.A. et al.: Assessment of autonomic function in human by heart rate spectral analysis,

American Journal of Physiology, Vol.17 No.4, H151-H153, 1985.

15) 安藤真一, 竹下彰: 心拍数のパワースペクトル, 総合臨牀, 第39巻第9号, 2222-2226, 1990.

16) Pagani M., Lombardi F., Guzzetti S. et al.: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a maker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. Circulation Research, Vol.59 No.2, 178-193, 1986.

17) 森本陽子, 大見直史, 横山清子, 茂吉雅典, 高田和之: ウェーブレット変換による姿勢変換時の自律神経機能評価, 大同工業大学紀要, 第34号, 81-87, 1998.

18) 三澤哲夫, 相川浩幸, 重田定義: 精神作業の作業遂行能力に及ぼすアルコールの影響, 産業医学, 第25巻, 406-414, 1983.

19) 辻村壮平, 山田由紀子: 脳波を用いた精神作業時の音の妨害感に関する基礎的研究, 日本建築学会環境系論文集, 第608号, 67-74, 2006.

20) 佐伯徹郎, 藤井健生, 山口静馬, 加藤裕一: 短期記憶作業時における騒音の影響: うるささの心理的印象と作業成績, 日本音響学会誌, 第59巻第4号, 209-214, 2003.

21) 村田厚生: 情報検索作業における精神的な作業負担の測定, 電子情報通信学会論文誌(A 基礎・境界), 第74巻第4号, 706-714, 1991.

22) 山本温, 木村研一, 坂口俊二, 若山育郎, 吉田宗平: 暗算負荷による心血管系反応と神門穴への鍼刺激の効果, 関西鍼灸大学紀要, 第3号, 14-19, 2006.

23) Zwaga H.J.G.: Psychophysiological reactions to mental tasks: Effort or stress?, Ergonomics, Vol.16 No.1, 61-67, 1973.

24) 本多薫, 若井正一: ウェーブレット変換による心拍変動解析に関する検討—R-R 間隔の急激な変化時のパワースペクトルについて—, 山形大学大学院社会文化システム研究科紀要, 第3号, 35~43, 2006.

- 25) 森本陽子, 横山清子, 茂吉雅典, 高田和之:
生体負担度が小さい自律神経機能評価法の検討,
大同工業大学紀要, 第 33 号, 71-76, 1997.
- 26) 武中美佳子, 岡井沙智子, 小原依子, 井上健:
心拍を基準としたテンポのリズム聴取による生理
反応に関する研究, 臨床教育心理学研究, 第 31
巻第 1 号, 43-55, 2005.
- 27) 水野康文, 横山清子, 森本陽子, 高田和之:
ウェーブレット変換を用いた生体信号の時間一周
波数解析法の検討, 電子情報通信学会技術研究報
告, MBE-672, 139-144, 1999.
- 28) 山地啓司: 心臓とスポーツー心拍数による健
康法ー, 共立出版, 東京, 1982.
- 29) 本多薫: ランダム発生音の暴露による負担に
関する実験的検討, 人間工学, 第 34 巻第 4 号,
203-206, 1998.
- 30) 長谷川貴之, 横山清子: 心拍変動による温泡
バスの快適性・生体負担度の評価, 電子情報通信
学会技術研究報告, MBE2002-136, 29-32, 2003.
- 31) Akay M., Akey Y.M., Landesberg G. et al.:
Time-frequency analysis of heart rate fluctua-
tions during carotid surgery using the short
term Fourier and fast wavelet transformation,
BME, Vol.11 No.1, 24-33, 1997.

An Analysis of Heart Rate Variability Using Wavelet Transformation : Power Spectrum When a Psychological Load is Applied Through a Calculation Task

HONDA Kaoru

(Associate Professor, Psychology & Information, Cultural Systems Course)

Heart rates were measured when a psychological load was applied through a calculation task. For heart rate R-R intervals before and after the start of the calculation task, a power spectrum analysis using wavelet transformation was performed. As a result, all subjects showed an increase in LF/HF immediately after the calculation task was presented. It will be shown that autonomic nervous activity can be captured by extracting by wavelet transformation, in units of seconds, alterations in HF and LF components and calculating the LF/HF, even when R-R intervals change due to psychological load.

Keywords: heart rate variability, wavelet transformation, R-R intervals, power spectrum

